# 解析笔形束算法在头颈部肿瘤放疗计划设计中的剂量学分析

车宇航[1,2]，黄盛聪[1,2]，张晖[3,4]，李亚洲[3,4,5]，刘新国[3,4]，方涛[1,2]，胡钦勇[1,2]，李强[3,4,†]

（1. 武汉经济技术开发区（汉南区）人民医院，武汉 430090；

2. 武汉大学重离子医学中心，武汉 430090；

3. 中国科学院近代物理研究所，兰州 730000；

4. 中国科学院大学， 北京 100049；

5. 甘肃省人民医院，兰州 730000）

**摘要：**碳离子束治疗因其倒转的深度剂量分布和较高的相对生物学效应，具有对正常组织损伤小、副作用低等优势，有望成为头颈部肿瘤放疗的主力。剂量算法的精确性直接影响临床照射剂量的准确性，减小碳离子束治疗剂量计算误差有助于提高患者生存率和局部控制率。本文采用解析笔形束算法对5例头颈部患者病例进行碳离子束治疗剂量计算，并利用蒙特卡罗模拟方法对治疗计划进行剂量验证，对解析计算和蒙特卡罗模拟结果进行不同评价标准组合下(2%/2mm，3%/2mm，3%/3mm，3%/5mm)的伽马通过率分析、DVH图及参考指标分析、中心轴剂量分布对比。结果显示：笔形束算法在3%/2mm的评价标准下平均伽马通过率为90.441%，满足碳离子束治疗头颈部肿瘤的剂量计算要求。笔形束算法在束流横向上的计算结果较为精准，但在沿束流入射方向上的计算结果受路径上组织非均匀性及空腔的影响，存在射程偏差。为降低剂量计算误差带来的影响，碳离子束治疗头颈部肿瘤时需要采用更保守的射野角度选择。本文对比结果可用于指导基于解析笔形束剂量算法的头颈部肿瘤碳离子束治疗计划设计。

**关键词：**碳离子束治疗；笔形束算法；蒙特卡罗模拟；头颈部肿瘤

**中图分类号：**R815.6　**文献标志码：**A　DOI：

## 1 前言

头颈部肿瘤主要包括鼻咽癌、喉癌、口腔癌、口咽癌、下咽癌及鼻腔窦癌，其特点是

---

**收稿日期：**　　　；**修改日期：**

**基金项目：**湖北省 中国科学院合作专项项目 (42000021817T300000050)

**作者简介：**车宇航(1994-), 女（汉），湖北省武汉市，硕士研究生，从事重离子束治疗技术基础研究；

E-mail: che15701372217@163.com。

**通信作者：**李强，E-mail: liqiang@impcas.ac.cn。

在狭小空间内集中较多的肌肉、骨骼、血管和神经，各种重要的组织器官错综复杂。而肿瘤大多形状不规则，与周围众多重要器官在解剖关系上不可避免存在重叠或交叉，给常规手术治疗带来严峻挑战[1]。基于生活质量和功能保护的考虑，放射治疗是头颈部肿瘤治疗的主要手段之一[2]。近年来碳离子放射治疗(Carbon Ion Radiotherapy, CIRT)因其良好的组织保护和较高的相对生物学效应在头颈部肿瘤患者中的应用日益增多，有望在未来成为头颈部肿瘤放疗的主力[3–5]。

由于头颈部肿瘤所在部位解剖结构特殊，肿瘤周围的重要器官受到较高剂量的照射会导致严重的功能损伤。因此临床治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)剂量计算的精确性极为重要，其剂量计算结果直接影响照射剂量的准确性。目前 CIRT 主要采用解析笔形束(Pencil Beam Algorithm, PBA)算法进行剂量计算，其计算速度较快，计算精度也相对较高，然而其不能很好地处理非均匀介质中的剂量沉积计算[6]。组织密度高梯度变化（如空腔）的存在会导致计算结果与实验测量出现偏差，导致浅层剂量以及射程误差[7]。研究表明：质子治疗中 PBA 算法在头颈、肺、前列腺等具有复杂解剖界面部位的剂量计算结果有一定误差，对肿瘤控制率的影响可达 11%[8]。

以往对于 PBA 算法剂量分布的研究对象主要集中为水模体、非均匀平板模体以及仿真模体，表明 PBA 算法在非均匀介质中的剂量计算结果与实际测量有显著性差异[9–11]。考虑到上述研究中仅采用体模，难以反映真实患者病例的复杂情况，本文以中国首台医用重离子加速器示范装置(型号：HIMM-01-GS-WW-01)为基础，使用 PBA 算法对 5 例头颈部肿瘤患者病例进行剂量计算，并利用被用作剂量验证与评估的金标准——蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)模拟方法对治疗计划进行了剂量验证，对比分析 PBA 算法在 CIRT 头颈部肿瘤的剂量计算精确性，指导 CIRT 临床实践中的治疗计划设计。

## 2 材料与方法

### 2. 1 治疗计划软件

本文采用的治疗计划软件为开源 MatRad 工具包，该工具包使用 MATLAB 脚本编写，支持光子、质子和碳离子的调强放疗治疗计划设计。MatRad 支持患者 DICOM 文件的导入，除了勾画器官外，可以实现多种剂量优化算法，最终以可视化形式生成计划评估结果与报告[12]。因其良好的可读性与易改性，MatRad 被广泛用作放射治疗研究的测试平台。MatRad 默认使用的解析 PBA 算法是质子重离子领域广泛应用的解析算法，其基础是 Fermi-Eyges 理论。笔形束算法假设照射目标是由不同介质的半无限平板层层堆叠而成，在不同深度处笔

形束中心轴周围为均匀介质。MatRad 进行粒子剂量计算时需要数据库中不同能量水中剂量分布曲线数据。作为本文研究的基础，本研究团队前期已经完成基于医用重离子加速器示范装置(型号：HIMM-01-GS-WW-01)点扫描束流线对应的数据库构建[13]。

### 2.2 蒙特卡罗模拟工具

本文采用的 MC 软件为开源 GATE v9.1/GEANT4-11.0 工具包。该工具包基于 GEANT4(Geometry And Tracking)内核开发，其主要用途是对计算机断层成像进行 MC 模拟，也可应用于放射治疗领域[14,15]。

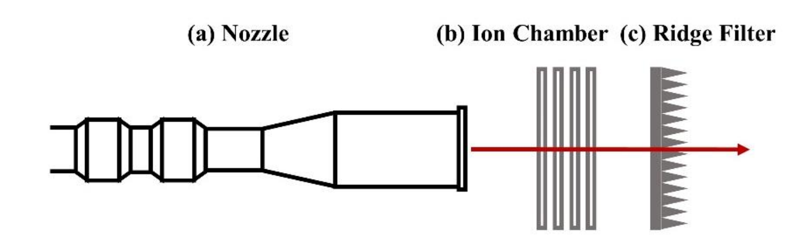



图 1 GATE 中 HIMM 装置点扫描束流配送系统示意图

图 1 为 GATE 中 HIMM 点扫描束流配送系统模型的简要示意图。束流穿过真空窗，束流强度由剂量探测器测量，束流的形状和位置由束流位置探测器进行测量。经过微型脊形过滤器后，单能束流的布拉格峰在纵向上得到展宽，形成展宽为 3mm 的微型展宽布拉格峰。模拟束流源设置如表 1 所示。

**表 1 模拟束流源设置**

| 能量扩散 | 束斑尺寸 | X 方向<br>束流角散度 | Y 方向<br>束流角散度 | X 方向束流发射度 | Y 方向束流发射度 |
|---|---|---|---|---|---|
| 0.1% | 3mm | 3mrad | 3mrad | 10mm mrad | 10mm mrad |

考虑到模拟时间和计算精度，仿真模拟大厅、束流线组件和患者模体之间的伽马、电子和正电子产生阈值分别设置为 1m、1mm 和 0.1mm，患者模体中的步长限制设置为 0.1mm。本文使用的物理列表为：QGSP_BERT_HP_EMY，其中包含用于碳离子治疗的强子物理过程和电磁过程的命令。模拟粒子束为$1 \times 10^7$，使用服务器工作站上的 CPU(Intel® Xeon® Gold 6346 CPU@3.10 GHz, OS: Ubuntu 22.04 LTS)进行计算。

### 2.3 计划设计与评估方法

随机选取甘肃省人民医院头颈部肿瘤患者 5 例（数据来源），由放疗科医生在 CT 图

像上勾画靶区与危及器官。本研究的主要目的是对比分析 PBA 算法在解剖界面复杂的头颈部计算准确性。因此我们简化了计划设计的流程，每个病例仅选取 1 个靶区，采用单野照射。表 1 为患者病例的具体治疗计划参数，所有的治疗计划是在物理剂量的基础上进行优化的。束斑间距和治疗床角度分别设置为 3mm 和 0°，设置 30 个治疗分次。

**表 2 患者病例在 MatRad 中具体治疗计划参数**

| 病例 | 角度 | 感兴趣区 | 感兴趣区种类 | 剂量目标 | 惩罚因子 | 剂量(Gy) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 患者 1 | 270 | PTV<br>CTV | 靶区 | Squared Deviation | 800 | 30 |
| 患者 2 | 60 | PGTV<br>GTV | 靶区 | Squared Deviation | 800 | 30 |
| 患者 3 | 90 | PGTV<br>GTV | 靶区 | Squared Deviation | 800 | 30 |
| 患者 4 | 270 | GTVp<br>P-GTV<br>P-GTV2500 | 靶区 | Squared Deviation | 800 | 30 |
| 患者 5 | 90 | GTV<br>PGTV | 靶区 | Squared Deviation | 800 | 30 |

每个患者病例在 MatRad 中按照相应治疗计划参数进行计划设计、优化和计算。根据优化后的计划数据生成对应的 GATE 粒子源描述文件进行 MC 模拟计算[16]。

将 MC 模拟计算结果和 PBA 算法计算结果归一化处理后进行对比分析研究。

(1)伽马通过率分析

伽马通过率分析是利用数值化指标评估两种剂量分布之间的一致性，通常用来对比分析 TPS 剂量计算结果和实际测量结果的差异[17]。$\gamma$ 通过率将两种剂量分布之间剂量差异的大小和位置转化为统计量，其定义如下：

$$\Gamma(\vec{r}_a, \vec{r}_b) = \sqrt{\frac{|\vec{r}_a - \vec{r}_b|^2}{\Delta d_a^2} + \frac{|D_{a(\vec{r}_a)} - D_{a(\vec{r}_b)}|^2}{\Delta D_A^2}} \tag{1}$$

其中：

$$y(\vec{r}_a) = min\{\Gamma(\vec{r}_a, \vec{r}_b)\}\forall(\vec{r}_b) \tag{2}$$

当$y\left(\vec{r}_a\right) \le 1$，则该剂量点通过，$\Delta d_a$是待测剂量点与基准剂量点之间的距离，$\Delta D_a$为相对局部或全局最大剂量点归一化的剂量差异[17,18]。通过一定的评价标准（剂量差异与位置差异）限制待测剂量点的数量，以百分比表示的伽马通过率代表两种剂量分布之间的一致性。

本研究采用 4 种剂量偏差/距离一致性评价标准组合(2%/2mm, 3%/2mm, 3%/3mm, 3%/5mm)进行全局剂量的伽马通过率分析。

(2)剂量体积直方图对比

选取靶区作为感兴趣区域，读取两种算法计算得到的剂量体积直方图(Dose Volume Histogram, DVH)并比较两种算法平均剂量($D_{mean}$)和不同百分比目标体积剂量($D_{2\%}$，$D_{5\%}$，$D_{50\%}$，$D_{95\%}$，$D_{98\%}$,)的剂量差异值。本文剂量差异值(%)计算公式为：$\frac{D_{pba}-D_{mc}}{D_{mc}}\times 100\%$。

(3)剖面剂量曲线对比

提取两种计算结果等中心处 XYZ 轴剖面剂量分布，直观比较 PBA 算法与 MC 模拟结果差异。

## 3 结果与讨论

### 3.1 伽马通过率分析

对两种计算结果分别使用 2%/2mm、3%/2mm、3%/3mm 和 3%/5mm 标准来评价计划伽马通过率。5 例患者病例使用 PBA 算法的剂量计算结果在 3%/5mm、3%/3mm 的评价标准下平均伽马通过率均＞95%，在 3%/2mm 的评价标准下平均伽马通过率＞90%，在 2%/2mm 的评价标准下部分伽马通过率＞90%。随着评价标准越来越严格，PBA 算法的验证通过率越来越低，详见表 3。

**表 3 5 例患者病例使用 PBA 算法的伽马通过率**

| 患者编号 | 2%/2mm | 3%/2mm | 3%/3mm | 3%/5mm |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 90.236% | 92.477% | 94.490% | 97.253% |
| 2 | 85.498% | 89.993% | 97.150% | 99.085% |
| 3 | 84.591% | 85.204% | 92.103% | 99.142% |
| 4 | 87.080% | 88.782% | 93.586% | 98.401% |
| 5 | 94.088% | 95.750% | 98.920% | 99.681% |
| 平均值 | 88.299% | 90.441% | 95.250% | 98.712% |

目前对常规光子调强放射治疗计划，推荐采用 3%/2mm 的评价标准，伽马通过率应＞95%或≥90%来确定治疗计划的可执行性，但对质子重离子治疗计划未提出明确的评价标准[19,20]。若以此作为参考，由表可知 PBA 算法在 3%/2mm 的评价标准下平均伽马通过率为 90.441%，最优效果可达 95.750%，PBA 算法满足 CIRT 头颈部肿瘤的剂量计算要求。考虑到碳离子束的相对生物学效应，尤其在剂量分布后沿布拉格峰末端具有高的 LET 值，即使是微小的距离偏差也可能带来较大的 DVH 差别。因此对于碳离子束的临床治疗剂量验证，建议采用更为严格的评价标准。

### 3.2 剂量体积直方图对比分析

图 2 为 5 例头颈部患者病例靶区的 DVH 图，其中实线代表 MC 模拟结果，虚线代表 PBA 算法结果。表 4 为患者靶区 DVH 统计指标的相对剂量差异值。除 4 号患者病例外，其余患者病例$D_{mean}$、$D_2$、$D_5$、$D_{50}$的相对剂量差异值均＜±5%，其余患者病例$D_{95}$、$D_{98}$的相对剂量差异值大部分＜±5%；5 例患者病例小体积受量($D_2$，$D_5$)PBA 算法计算值小于 MC 模拟值，大体积受量($D_{95}$，$D_{98}$)PBA 算法计算值大于 MC 模拟值。

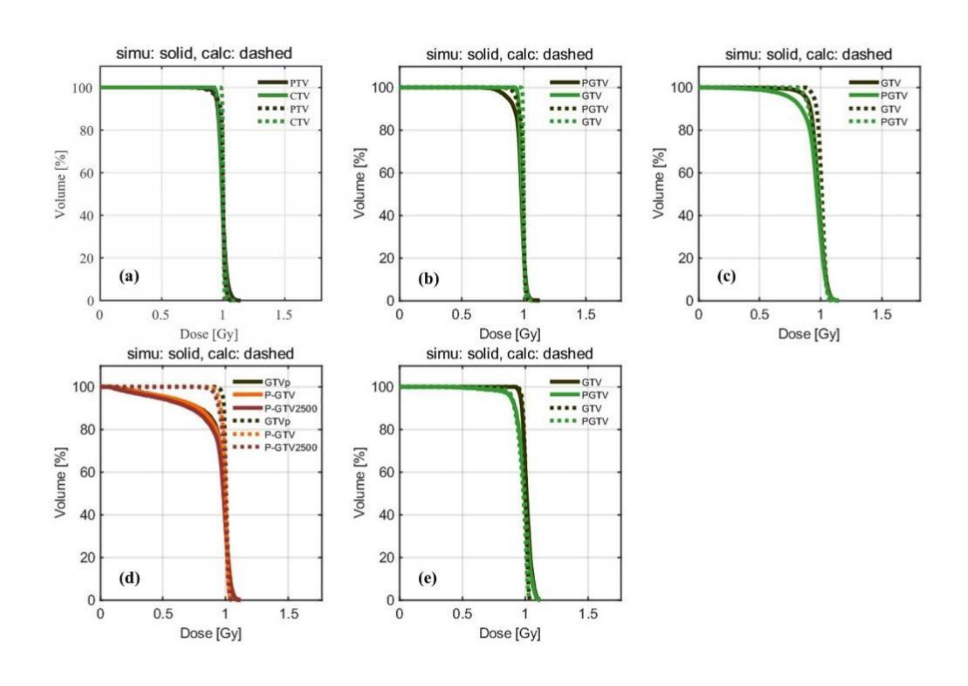



图 2 5 例患者病例靶区基于 MC 模拟（实线）与 PBA 算法（虚线）获得的 DVH 图

**表 4 5 例患者病例 PBA 算法与 MC 模拟结果 DVH 统计指标相对误差**

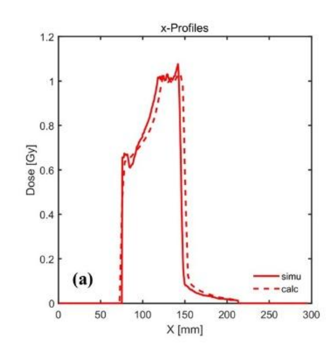
| 患者编号 | 靶区 | $D_{mean}$ | $D_2$ | $D_5$ | $D_{50}$ | $D_{95}$ | $D_{98}$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | PTV | 0.3% | -3.3% | -2.3% | 0.8% | 0.7% | -2.0% |
| | CTV | 1.0% | -2.2% | -2.0% | 1.0% | 4.1% | 4.9% |
| 2 | PGTV | 2.0% | -1.8% | -1.0% | 1.7% | 7.2% | 13.1% |
| | GTV | 1.3% | -1.3% | -1.0% | 1.4% | 3.7% | 4.2% |
| 3 | GTV | 3.0% | -1.5% | -0.8% | 3.0% | 7.1% | 11.7% |
| | PGTV | 3.3% | -1.3% | -0.7% | 2.3% | 7.1% | 11.7% |
| 4 | GTVp | 7.3% | -2.9% | -1.9% | 2.0% | 83.2% | 254.6% |
| | P-GTV | 6.4% | -3.4% | -2.4% | 1.4% | 72.9% | 249.6% |
| | P-GTV2500 | 7.6% | -3.3% | -2.2% | 1.6% | 105.5% | 341.4% |
| 5 | GTV | -1.0% | -5.1% | -4.3% | -0.5% | 1.0% | 1.2% |
| | PGTV | -1.3% | -5.0% | -4.2% | -1.0% | 1.0% | 5.9% |

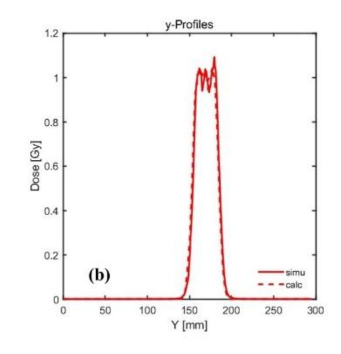
由参考指标差异值可知：对大部分病例，PBA 算法和 MC 模拟结果对同一靶区剂量参考指标参数不同，但差异范围在 5%以内；PBA 算法对靶区最大剂量（即小体积受量）存在低估，最小剂量（即大体积受量）存在高估。结合表 3 发现，全局伽马通过率与 DVH 参数为基础所得剂量误差之间的相关性不明显。如 4 号患者病例在 2%/2mm 的评价标准下伽马通过率为 87.080%，明显优于部分患者病例，但其 DVH 图参考指标相对差异最大。这是因为全局伽马分析中，采用全局最高剂量进行归一化，其分析结果不能反应剂量分布的空间信息。该结果也说明单独使用伽马通过率进行计划验证评估剂量偏差是不严谨的。

### 3.3 XYZ 剖面剂量分布对比

对大部分患者病例，两种结果对比具有合理的剂量一致性。图 3 为剂量一致性较差的 4 号患者病例在等中心点 XYZ 轴上的剂量分布对比。在束流横向方向（YZ 轴）上，PBA 算法和 MC 模拟剂量分布具有高度一致性。该现象也与文献中关于 PBA 算法在非均匀介质中的横向半影剂量计算相当准确的描述相一致[21]。在束流方向（X 轴），特别是在靶区剂量分布后沿位置，PBA 算法剂量计算结果偏高，明显存在射程偏差。如图 4 所示，PBA 剂量计算误差大小也受照射路径复杂度的影响，计算误差随着照射路径上器官组织、空腔的增多而增加。

CIRT 的剂量学优点主要是具有倒转的剂量分布且射程固定，大部分剂量沉积在射程末端布拉格峰区。通过治疗计划设计，肿瘤靶区处于剂量曲线中的扩展布拉格峰区接受高剂量照射，而正常组织处于剂量曲线的坪区接受低剂量照射。因此，CIRT 可以提供精确的靶区剂量分布，同时保护周围正常组织和关键器官。然而 PBA 算法在束流方向的剂量计算误差会引入碳离子束射程的不确定性，且该不确定性随照射路径复杂度的提高而增大。为了确保靶区剂量覆盖避免潜在风险，在碳离子束临床治疗中只能接受更保守的照射角度，最小化或避免照射路径上组织非均匀性变化或空腔，也避免关键器官出现在束流剂量分布下降沿。





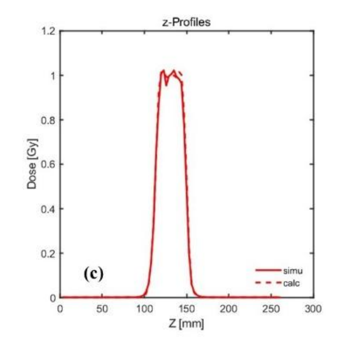


图 3 4 号患者病例（照射角度为 270° ）等中心点(a) X, (b) Y, (c) Z 轴上 MC 模拟结果（实线）与 PBA 算法（虚线）计算结果剂量分布对比

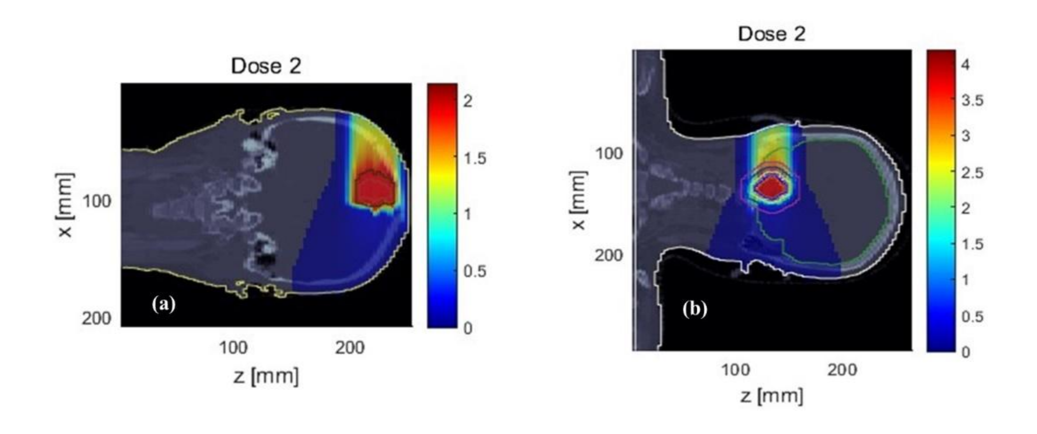



图 4 不同患者照射情况对比。(a) 1 号患者，低复杂度照射路径，(c) 4 号患者，高复杂度照射路径



## 4 结论

本研究基于 HIMM 装置的主动点扫描束流配送方式，使用 PBA 算法进行 5 例头颈部患者的碳离子放疗治疗计划设计，并利用 MC 方法对治疗计划进行了剂量验证。研究以 MC 模拟结果为基准，对比分析两种结果的伽马通过率、DVH 图及参考指标和 XYZ 轴剖面剂量分布。通过对比分析，PBA 算法满足头颈部肿瘤的 CIRT 剂量计算基本要求；其在束流横向上计算较为精准，但在束流入射方向上的剂量分布存在射程偏差；其计算结果受照射路径上的组织非均匀性及空腔影响。由于头颈部肿瘤的结构较为复杂，为降低剂量计算误差带来的影响，进行 CIRT 头颈部肿瘤时需要采用更保守的照射角度，选择短而可靠的照射路径，最小化或避免照射路径上组织非均匀性变化或空腔，也避免危及器官出现在束流剂量分布下降沿。另外，通过金属植入物的照射路径也应该尽可能的避免。

本研究通过放射治疗剂量计算的“金标准”MC 方法对实际头颈部肿瘤患者病例下笔形束算法剂量计算精确性进行验证，定量分析两种结果的差异，可用于指导 CIRT 头颈部肿瘤临床上的治疗计划设计。

### 参考文献（References）

[1] FALCHOOK A D, TRACTON G, STRAVERS L, et al. Use of mobile device technology to continuously collect patient-reported symptoms during radiation therapy for head and neck cancer: A prospective feasibility study[J]. Advances in Radiation Oncology, 2016, 1(2): 115-121. doi: 10.1016/j.adro.2016.02.001

[2] Li Ye Xiong, WANG Lv Hua, GAO Li, et al. Radiation Oncology[M]. Beijing, Peking Union Medical College

Press, 2018: 19-21 (in Chinese).

（李晔雄，王绿化，高黎，等. 肿瘤放射治疗学[M]. 北京 中国协和医科大学出版社, 2018：19-21.)

[3] MIZOE J Etsu, TSUJII H, KAMADA T, et al. Dose escalation study of carbon ion radiotherapy for locally advanced head-and-neck cancer[J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2004, 60(2): 358-364. doi: 10.1016/j.ijrobp.2004.02.067

[4] MIZOE J ETSU, HASEGAWA A, JINGU K, et al. Results of carbon ion radiotherapy for head and neck cancer[J]. Radiotherapy and Oncology, 2012, 103(1): 32-37. doi: 10.1016/j.radonc.2011.12.013

[5] BLAKELY E A. The 20th Gray lecture 2019: health and heavy ions[J]. The British Journal of Radiology, 2020, 93(1115): 20200172. doi: 10.1259/bjr.20200172

[6] HONG L, GOITEIN M, BUCCIOLINI M, et al. A pencil beam algorithm for proton dose calculations[J]. Physics in Medicine and Biology, 1996, 41(8): 1305-1330. doi: 10.1088/0031-9155/41/8/005

[7] FIPPEL M, SOUKUP M. A Monte Carlo dose calculation algorithm for proton therapy[J]. Medical Physics, 2004, 31(8): 2263-2273. doi: 10.1118/1.1769631

[8] SCHUEMANN J, GIANTSOUDI D, GRASSBERGER C, et al. Assessing the Clinical Impact of Approximations in Analytical Dose Calculations for Proton Therapy[J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2015, 92(5): 1157-1164. doi: 10.1016/j.ijrobp.2015.04.006

[9] SCHWAAB J, BRONS S, FIERES J, et al. Experimental characterization of lateral profiles of scanned proton and carbon ion pencil beams for improved beam models in ion therapy treatment planning[J]. Physics in Medicine and Biology, 2011, 56(24): 7813-7827. doi: 10.1088/0031-9155/56/24/009

[10] SAINI J, MAES D, EGAN A, et al. Dosimetric evaluation of a commercial proton spot scanning Monte-Carlo dose algorithm: comparisons against measurements and simulations[J]. Physics in Medicine & Biology, 2017, 62(19): 7659-7681. doi: 10.1088/1361-6560/aa82a5

[11] ZHANG H, DAI Z, LIU X, et al. A novel pencil beam model for carbon-ion dose calculation derived from Monte Carlo simulations[J]. Physica Medica, 2018, 55: 15-24. doi: 10.1016/j.ejmp.2018.10.014

[12] WIESER H P, CISTERNAS E, WAHL N, et al. Development of the open-source dose calculation and optimization toolkit matRad[J]. Medical Physics, 2017, 44(6): 2556-2568. doi: 10.1002/mp.12251

[13] ZHANG H, LI Q, LIU X, et al. Validation and testing of a novel pencil-beam model derived from Monte Carlo simulations in carbon-ion treatment planning for different scenarios[J]. Physica Medica, 2022, 99: 1-9. doi: 10.1016/j.ejmp.2022.04.018

[14] JAN S, SANTIN G, STRUL D, et al. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(19): 4543-4561. doi: 10.1088/0031-9155/49/19/007

[15] SARRUT D, BARDIES M, BOUSSION N, et al. A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications: GATE for dosimetry[J]. Medical Physics, 2014, 41(6Part1): 064301. doi: 10.1118/1.4871617

[16] GREVILLOT L, BERTRAND D, DESSY F, et al. A Monte Carlo pencil beam scanning model for proton treatment plan simulation using GATE/GEANT4[J]. Physics in Medicine and Biology, 2011, 56(16): 5203-5219. doi: 10.1088/0031-9155/56/16/008

[17] LOW D A, HARMS W B, MUTIC S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. Medical Physics, 1998, 25(5): 656-661. doi: 10.1118/1.598248

[18] BANGERT M, CISTERNAS E, GABRYS H, et al. e0404/matRad: Alan 2.1.0[CP]. Zenodo, 2016.

[19] MIFTEN M, OLCH A, MIHAILIDIS D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: *Recommendations of AAPM Task Group No. 218* [J]. Medical Physics, 2018, 45(4). doi: 10.1002/mp.12810

[20] National Cancer Center/National Cancer Quality Control Center. Practice guideline of patient-specific

dosimetric verification for intensity-modulated radiotherapy. [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2020, 29(12): 1021-1024 (in Chinese). doi: 10.3760/cma.j.cn113030-20200525-00273
(国家癌症中心/国家肿瘤质控中心. 调强放疗剂量验证实践指南[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2020, 29(12): 1021-1024.)
[21] LI Z. Prescribing, Recording, and Reporting Proton-Beam Therapy[J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2009, 73(5): 1602. doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.10.084

# Dosimetric Analysis of Analytic Pencil Beam Algorithm in Head and Neck Tumor Radiotherapy Plan Designing

CHE Yuhang[1,2], HANG Shengcong[1,2], ZHANG Hui[3,4], LI Yazhou[3,4,5], LIU Xinguo[4,5], FANG Tao[1,2], HU Qinyong[1,2], LI Qiang[3,4,†]

*( 1. Renmin Hospital of Wuhan Economic and Technological Development Zone (Hannan), Wuhan 430090, China;*

*2. Wuhan University Heavy Ion Medicine Center, Wuhan 430090, China;*

*3. Key Laboratory of Basic Research on Heavy Ion Radiation Application in Medicine, Gansu Province, Lanzhou 730000, China;*

*4. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;*

*5. Gansu Provincial Hospital, Lanzhou 730000, China )*

**Abstract:** Carbon ion radiotherapy is expected to become a workhorse for head and neck tumors radiotherapy due to its inverted depth dose distribution and high relative biological effectiveness, which has the advantages of less damage to normal tissues and low side effects. The accuracy of dose algorithms directly affects the accuracy of clinical irradiation doses, and reducing the dose calculation error of carbon ion radiotherapy could help improve patient's survival and local control rates. In this paper, the dose distribution of carbon ion radiotherapy for 5 head and neck patients were calculated by the analytic pencil beam algorithm and validated using Monte Carlo method. Three analysis methods were carried out for the calculated and simulated results: (1) Gamma pass rate analysis under multiple evaluation criteria combination (2%/2mm, 3%/2mm, 3%/3mm, 3%/5mm), (2) DVH and reference index analysis, (3) central axis dose curve comparison. The analysis results showed that the average gamma pass rate of the pencil beam algorithm was 90.441% under the evaluation criteria of 3%/2mm, which met the dose calculation requirements of carbon ion radiotherapy for head and neck tumors. The pencil beam algorithm calculated more accurate in the beam transverse direction, and there is a range deviation by which the structure inhomogeneity and cavity exited in the irradiation path. In order to reduce the impact of dose calculation error, a more conservative angle selection to carbon-ion beam treatment of head and neck tumors is recommended. The results herein could be used to guide the design of carbon ion radiotherapy for head and neck tumors based on analytical pencil beam algorithm.

**Key words:** Carbon ion radiotherapy, Pencil beam algorithm, Monte Carlo simulation, Head and neck tumor

---

**Received date:** ; **Revised date:**

**Foundation item:** Special Project of Science and Technology Cooperation between Hubei Province and Chinese Academy of Sciences (Grant No. 42000021817T300000050)

**Corresponding author**: LI Qiang, E-mail: liqiang@impcas.ac.cn.